

# PATENT ABSTRACTS OF JAPAN

(11)Publication number : 08-000628

(43)Date of publication of application : 09.01.1996

(51)Int.Cl. A61B 8/14  
G01S 7/523  
// G01S 7/539

(21)Application number : 06-281473

(71)Applicant : HITACHI MEDICAL CORP

(22)Date of filing : 21.10.1994

(72)Inventor : OKADA KAZUTAKA  
SASAKI AKIRA  
KANDA HIROSHI

(30)Priority

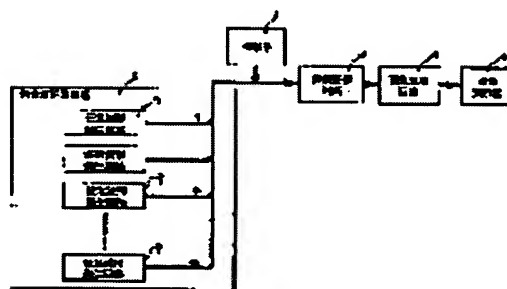
Priority number : 06105044 Priority date : 21.04.1994 Priority country : JP

## (54) ULTRASONIC DIAGNOSTIC DEVICE

(57)Abstract:

PURPOSE: To send an ultrasonic wave in a examinee by driving a probe in optional sending waveforms, in an ultrasonic tomographic device.

CONSTITUTION: As internal constitution of an ultrasonic wave sending circuit 2 to give an ultrasonic wave sending signal to a probe 1, optional waveform generating circuits 9 to independently produce optional sending waveforms with respective channels of the probe 1 as well as to drive the probe 1 by these sending waveforms are constituted in a plurality. Thereby, an ultrasonic wave can be sent in a examinee by driving the probe 1 in the optional sending waveforms.



## LEGAL STATUS

[Date of request for examination] 10.10.2001

[Date of sending the examiner's decision of rejection] 08.06.2004

[Kind of final disposal of application other than the examiner's decision of rejection or application converted registration]

[Date of final disposal for application]

[Patent number]

[Date of registration]

[Number of appeal against examiner's decision of 2004-14218 rejection]

[Date of requesting appeal against examiner's decision of rejection] 08.07.2004

[Date of extinction of right]

(19)日本国特許庁 (J P)

(12) 公 開 特 許 公 報 (A)

(11)特許出願公開番号

特開平8-628

(43)公開日 平成8年(1996)1月9日

(51)Int.Cl. <sup>6</sup>	識別記号	庁内整理番号	F I	技術表示箇所
A 6 1 B 8/14		7517-2 J		
G 0 1 S 7/523				
// G 0 1 S 7/539				
		8907-2 F	G 0 1 S 7/ 52	E
		8907-2 F	7/ 62	D
			審査請求 未請求 請求項の数 2	F D (全 6 頁)

(21)出願番号 特願平6-281473

(22)出願日 平成6年(1994)10月21日

(31)優先権主張番号 特願平6-105044

(32)優先日 平6(1994)4月21日

(33)優先権主張国 日本 (J P)

(71)出願人 000153498

株式会社日立メディコ

東京都千代田区内神田1丁目1番14号

(72)発明者 岡 田 一 孝

東京都千代田区内神田1丁目1番14号 株

式会社日立メディコ内

(72)発明者 佐々木 明

東京都千代田区内神田1丁目1番14号 株

式会社日立メディコ内

(72)発明者 神 田 浩

東京都千代田区内神田1丁目1番14号 株

式会社日立メディコ内

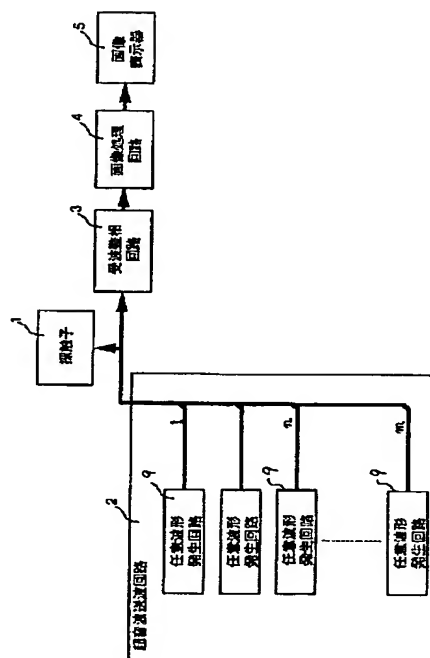
(74)代理人 弁理士 西山 春之

(54)【発明の名称】 超音波断層装置

(57)【要約】

【目的】 超音波断層装置において、任意の送波波形で探触子を駆動して被検体内へ超音波を送波可能とする。

【構成】 探触子1に超音波送信信号を与える超音波送波回路2の内部構成として、上記探触子1の各チャンネル毎に独立に任意の送波波形を作成すると共にこれらの送波波形で探触子1を駆動する任意波形発生回路9を複数個備えて構成したものである。これにより、任意の送波波形で探触子1を駆動して被検体内へ超音波を送波することができる。



(2)

特開平 8-628

1

2

## 【特許請求の範囲】

【請求項 1】 多数の振動子素子が配列されて多チャンネルに形成され被検体に超音波を送受信する探触子と、この探触子に超音波送信信号を与える超音波送波回路と、該探触子からの超音波受信信号を増幅しかつ所定の遅延を与えて受波整相を行う受波整相回路と、この受波整相回路からの出力信号に対し所定の処理を行い画像信号を作成する画像処理回路と、この画像処理回路からの画像信号を表示する画像表示器とを有する超音波断層装置において、上記超音波送波回路は、上記探触子の各チャンネル毎に独立に任意の送波波形を作成すると共にこれらの送波波形で探触子を駆動する任意波形発生回路を複数個備えて構成したことを特徴とする超音波断層装置。

【請求項 2】 上記任意波形発生回路は、白黒断層像やドブラ像のモードで送波波形の振幅、周波数、波数、波形を探触子の各チャンネル毎に変えたデータ及び複数走査線方向のデータを記録したメモリと、このメモリから読み出したデータをアナログ信号に変換する D/A 変換器と、この D/A 変換器からのアナログ信号を高圧信号に変換する固定ゲインアンプとから成ることを特徴とする請求項 1 記載の超音波断層装置。

## 【発明の詳細な説明】

## 【0001】

【産業上の利用分野】本発明は、被検体内へ超音波を送受信して診断部位の超音波画像を得る超音波断層装置に関し、特に任意の送波波形で探触子を駆動して超音波を送波することができる超音波断層装置に関する。

## 【0002】

【従来の技術】従来の超音波断層装置は、図 7 に示すように、多数の振動子素子が配列されて多チャンネルに形成され被検体に超音波を送受信する探触子 1 と、この探触子 1 に超音波送信信号を与える超音波送波回路 6 と、上記探触子 1 からの超音波受信信号を増幅しかつ所定の遅延を与えて受波整相を行う受波整相回路 3 と、この受波整相回路 3 からの出力信号に対し所定の処理を行い画像信号を作成する画像処理回路 4 と、この画像処理回路 4 からの画像信号を表示する画像表示器 5 とを有して成っていた。

【0003】そして、上記超音波送波回路 6 は、その内部の送波パルス発生回路 7 で各々の振動子素子用の超音波送波パルスを発生し、ドライバ回路 8 で高圧の送波パルスに変換して、探触子 1 を駆動することで、該探触子 1 は超音波を発生するようになっている。また、受波整相回路 3 では、上記探触子 1 の各々の振動子素子で受信した被検体内からの反射エコーの信号を入力して増幅し所定の遅延を与えると共に各チャンネルの信号を加算する。そして、画像処理回路 4 では、対数圧縮や検波等の信号処理を行いつつテレビ信号などの画像信号に変換し、画像表示器 5 でその画像信号を超音波画像として表

示するようになっていた。

【0004】上記超音波送波回路 6 の内部構成としてのドライバ回路 8 の一例を示すと、図 8 の回路図のようになる。この回路は、N-MOSFET、P-MOSFET、抵抗 R、コンデンサ C を使用し、入力に低圧例えば 5 V 系デジタル回路からの信号を入力することで、+V 電源をスイッチングし、高圧のパルスを発生する。この出力された高圧パルスを図 7 に示す探触子 1 へ送り該探触子 1 を駆動する。また、安全上、被検体に過大な超音波を与えないようにする為、+V 電源の電圧を可変とすることで、出力される高圧パルスの振幅を変え超音波送波パワーを制御していた。

## 【0005】

【発明が解決しようとする課題】しかし、このような従来の超音波断層装置においては、図 8 に示す超音波送波回路 6 内のドライバ回路 8 が高圧の +V 電源を N-MOSFET 及び P-MOSFET などのスイッチング素子でスイッチングするだけで送波用の高圧パルスを発生するようになっていたので、ほぼ矩形波の一定波形の高圧パルスしか生成できず、任意波形の高圧パルスは発生することができなかった。また、図 8 において高圧パルスの振幅を変える場合には、高圧の +V 電源の電圧を変えていたが、+V 電源の平滑用のコンデンサ C により高速に電圧を変えることができず、振幅を高速に変えることはできなかった。これらのことから、白黒断層像やドブラ像のモードで送波波形の振幅、周波数、波数、波形を探触子 1 の各チャンネル毎に独立に制御することはできず、各チャンネル間の振動子素子の感度バラツキを除去することができないと共に、各チャンネル毎に感度の重み付けをすることもできなかった。さらに、同時に複数走査線方向に超音波送波をすることができないので、白黒断層像やドブラ像の各モードで切り換えて交互に送波しなければならず、得られる超音波画像のフレームレートが低下するものであった。以上のように、従来装置においては、診断画像として有効な画像が得られないことがあった。

【0006】そこで、本発明は、このような問題点に対処し、任意の送波波形で探触子を駆動して被検体内へ超音波を送波することができる超音波断層装置を提供することを目的とする。

## 【0007】

【課題を解決するための手段】上記目的を達成するために、本発明による超音波断層装置は、多数の振動子素子が配列されて多チャンネルに形成され被検体に超音波を送受信する探触子と、この探触子に超音波送信信号を与える超音波送波回路と、該探触子からの超音波受信信号を増幅しかつ所定の遅延を与えて受波整相を行う受波整相回路と、この受波整相回路からの出力信号に対し所定の処理を行い画像信号を作成する画像処理回路と、この画像処理回路からの画像信号を表示する画像表示器とを有する超音波断層装置において、上記超音波送波回路

(3)

特開平 8 - 6 2 8

3

は、上記探触子の各チャンネル毎に独立に任意の送波波形を作成すると共にこれらの送波波形で探触子を駆動する任意波形発生回路を複数個備えて構成したものである。

【0008】また、上記任意波形発生回路は、白黒断層像やドブラ像のモードで送波波形の振幅、周波数、波数、波形を探触子の各チャンネル毎に変えたデータ及び複数走査線方向のデータを記録したメモリと、このメモリから読み出したデータをアナログ信号に変換するD/A変換器と、このD/A変換器からのアナログ信号を高圧信号に変換する固定ゲインアンプとから成るものである。

【0009】

【作用】このように構成された超音波断層装置は、超音波送波回路の内部構成として複数個設けられた任意波形発生回路により、探触子の各チャンネル毎に独立に任意の送波波形を作成すると共にこれらの送波波形で該探触子を駆動するように動作する。これにより、任意の送波波形で探触子を駆動して被検体内へ超音波を送波することができる。

【0010】

【実施例】以下、本発明の実施例を添付図面に基づいて詳細に説明する。図1は本発明による超音波断層装置の実施例を示すブロック図である。この超音波断層装置は、被検体内へ超音波を送受信して診断部位の超音波画像を構成して表示するもので、図1に示すように、探触子1と、超音波送波回路2と、受波整相回路3と、画像処理回路4と、画像表示器5とを有して成る。

【0011】上記探触子1は、被検体内に超音波を送受信するもので、例えば短冊状に形成された多数の振動子素子が一列状に配列されて多チャンネルに形成されている。超音波送波回路2は、上記探触子1に超音波送信信号を与えて該探触子1を駆動するものである。受波整相回路3は、上記探触子1から出力された超音波受信信号を増幅しかつ所定の遅延を与えて受波整相を行うもので、該探触子1の各々の振動子素子で受信した被検体内からの反射エコーの信号を入力して増幅し、所定の遅延時間を与えると共に各チャンネルの受信信号を加算するようになっている。また、画像処理回路4は、上記受波整相回路3からの出力信号に対し所定の処理を行い画像信号を作成するもので、例えば対数圧縮や検波等の信号処理を行い、テレビ信号などの画像信号に変換するようになっている。さらに、画像表示器5は、上記画像処理回路4からの画像信号を超音波画像として表示するもので、例えばテレビモニタから成る。

【0012】ここで、本発明においては、上記超音波送波回路2は、その内部構成として、上記探触子1の各チャンネル毎に独立に任意の送波波形を作成すると共にこれらの送波波形で探触子1を駆動する任意波形発生回路9、9、…を該探触子1のチャンネル分(1~m)だけ

4

備えて構成されている。そして、上記任意波形発生回路9、9、…で作成した送波波形を探触子1の各チャンネルの振動子素子へ送り、該探触子1を駆動して超音波を送波するようになっている。

【0013】図2は、図1に示す超音波送波回路2の任意波形発生回路9の具体的な内部構成を明らかにしたブロック図である。すなわち、上記任意波形発生回路9は、メモリ10と、D/A変換器11と、固定ゲインアンプ12とから成る。上記メモリ10は、白黒断層像やドブラ像のモードで送波波形の振幅、周波数、波数、波形を探触子1の各チャンネル毎に変えたデータ及び複数走査線方向のデータを記録しておくもので、例えばROMから成り、図3に示すような送波波形のデータを一定間隔で書き込み及び読み出すようになっている。D/A変換器11は、上記メモリ10から読み出した送波波形のデータを入力してアナログ信号に変換するものである。固定ゲインアンプ12は、上記D/A変換器11から出力されたアナログ信号を入力して一定のゲインで増幅し高圧信号に変換するものである。そして、この固定ゲインアンプ12から出力された高圧信号が任意の送波波形として探触子1の各チャンネルへ送出されるようになっている。

【0014】上記任意波形発生回路9内のメモリ10に記録する任意の送波波形のデータは、超音波送波回路2の外部に設けられた中央処理装置(CPU)13と、超音波装置本体部メモリ14と、外部記憶装置15とからバスライン16を介して転送されてくる。上記CPU13は、その内部のプログラムにより任意の送波波形のデータを生成するものである。超音波装置本体部メモリ14は、上記CPU13で生成された任意の送波波形のデータを一時的に記憶しておくもので、例えばROM又はRAMから成る。また、外部記憶装置15は、上記任意の送波波形のデータやその他のデータを記憶するもので、例えばフロッピーディスク又はハードディスクなどから成る。

【0015】上記任意波形発生回路9で作成される送波波形は、図2に示すCPU13で生成されるデータにより任意に変えることができるので、例えば図3に示すように時間の経過に従って変化するデータ点をプロットして結ぶことにより、時間(横軸)の経過と共に振幅(縦軸)が変化するような任意の波形でも作成することができる。また、サンプリング定理に示されるように、サンプルの1/2の周波数以内ならば、任意の周波数の送波パルスも発生することができる。図4は、上記任意波形発生回路9で作成可能な任意の送波波形の例を示す説明図である。同図(a)は1波数送波の波形を示す。同図(b)は1波数送波を少し時間をずらせて2波数送波とした場合の波形を示す。また、同図(c)は二つの1波数送波が部分的に重なった場合の波形を示す。さらに、同図(d)は周波数の異なる二つの1波数送波を少し時

(4)

特開平 8 - 6 2 8

5

間をずらせて 2 波数送波とした場合の波形を示す。この図 4 (a) ~ (d) に示すような任意の送波波形は、図 7 に示す従来装置の超音波送波回路 6 では、ドライバ回路 8 で高圧電源をスイッチングして送波波形を発生していたので、そのスイッチングスピードに限界があり、作成が不可能であった。

【0016】上述のように、図 4 に示すような任意の送波波形を作成し、図 1 又は図 2 に示す探触子 1 へ送出して駆動することにより、該探触子 1 からは図 5 に示すように多方向同時に超音波送波が可能となる。ここで、図 5 は扇状表示のセクタ探触子を使用し、ビーム A とビーム B の 2 方向同時に送波した場合を示している。この場合は、図 6 に示すように、ビーム A の送波時間とビーム B の送波時間との 2 種類の送波タイミングで送波することにより、上記の 2 方向同時の送波が可能となる。図 6 に示す送波例は、ビーム A は多波数送波であり、またビーム B は 1 波数送波であり、振動子素子の 1 チャンネル目は二つの送波が重なった波形になっている。また、n チャンネル目と m チャンネル目は、二つの送波の送波タイミングが異なっている。このような送波をした場合は、ビーム A は白黒断層像を、ビーム B はドブラ像を得ることができる。このように、白黒断層像やドブラ像などのモードで送波波形の振幅、周波数、波数、波形を探触子 1 の各チャンネル毎に独立に制御し、かつ同時に複数走査線方向への送波ができる。なお、図 5 及び図 6 においては、2 方向同時に送波した場合を示したが、これに限らず、3 方向以上同時に送波することもできる。

【0017】なお、本発明に係る任意波形発生回路 9 による送波は、パルス波だけでなく連続波でも同様に適用できる。また、図 1 及び図 2 においては、超音波送波回路 2 内の任意波形発生回路 9 を、探触子 1 内の振動子素子のチャンネル数に応じてそのチャンネル分 (1 ~ m) だけ設けたものとしたが、本発明はこれに限らず、上記任意波形発生回路 9 を探触子 1 のチャンネル数より少ない数の複数個だけ設け、この任意波形発生回路 9 と上記探触子 1 との間にスイッチ回路を設けて、上記任意波形発生回路 9 を切り換えて探触子 1 の全チャンネルに順次接続するようにしてもよい。この場合は、上記任意波形発生回路 9 の数を減らしてコスト低下を図ることができる。

【0018】

【発明の効果】本発明は以上のように構成されたので、超音波送波回路の内部構成として複数個設けられた任意波形発生回路により、探触子の各チャンネル毎に独立に任意の送波波形を作成すると共にこれらの送波波形で該

6

探触子を駆動することができる。これにより、任意の送波波形で探触子を駆動して被検体内へ超音波を送波することができる。従って、白黒断層像やドブラ像のモードで送波波形の振幅、周波数、波数、波形を探触子のチャンネル毎に独立に制御することができ、各チャンネル間の振動子素子の感度バラツキを除去することができると共に、各チャンネル毎に感度の重み付けをすることもできる。また、同時に複数走査線方向に超音波送波をすることができるので、白黒断層像やドブラ像の各モードで切り換えて交互に送波する必要がなく、得られる超音波画像のフレームレートを向上することができる。さらに、白黒断層像やドブラ像などのモードで送波波形の振幅を変えられることから、各モードにおいて、安全を保ちながら最大パワーまで上げることができ、感度を最大とすることができる。これらのことから、本発明によれば、診断画像として有効な画像を得ることができる。

【図面の簡単な説明】

【図 1】本発明による超音波断層装置の実施例を示すブロック図である。

【図 2】図 1 に示す任意波形発生回路の具体的な内部構成を明らかにしたブロック図である。

【図 3】上記任意波形発生回路で作成される送波波形の一例を示す説明図である。

【図 4】上記任意波形発生回路で作成可能な任意の送波波形の例を示す説明図である。

【図 5】扇状表示のセクタ探触子を使用して 2 方向同時に送波した場合の動作説明図である。

【図 6】上記セクタ探触子による 2 方向同時送波の場合の送波タイミングを示す動作説明図である。

【図 7】従来の超音波断層装置を示すブロック図である。

【図 8】従来装置における超音波送波回路の内部構成としてのドライバ回路の一例を示す回路図である。

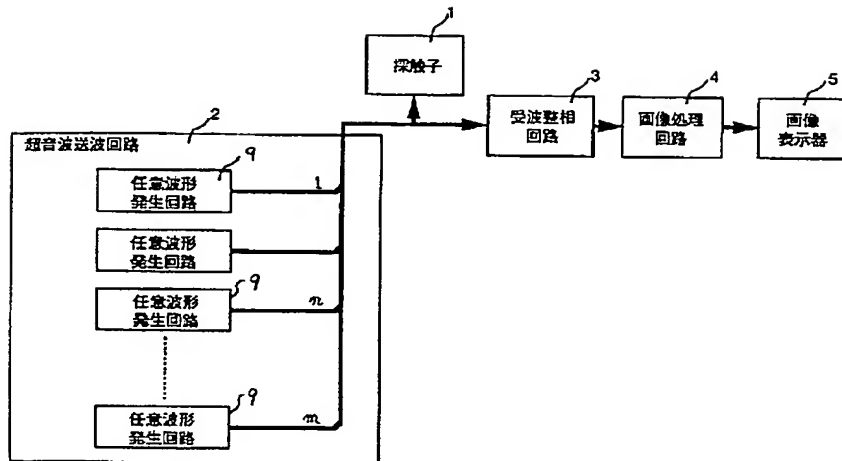
【符号の説明】

- 1 … 探触子
- 2 … 超音波送波回路
- 3 … 受波整相回路
- 4 … 画像処理回路
- 5 … 画像表示器
- 9 … 任意波形発生回路
- 10 … メモリ
- 11 … D/A 変換器
- 12 … 固定ゲインアンプ
- 13 … CPU
- 16 … バスライン

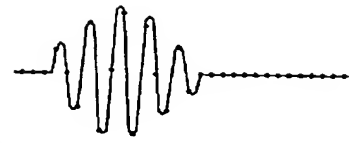
(5)

特開平 8-628

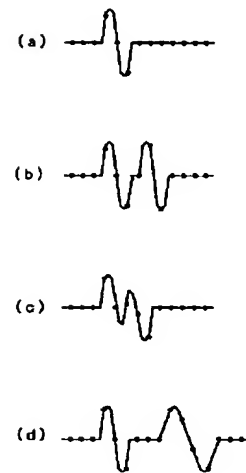
【図 1】



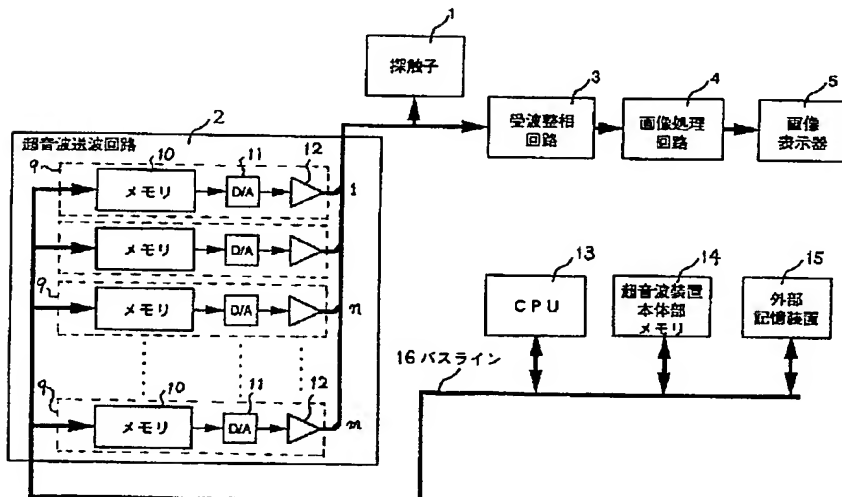
【図 3】



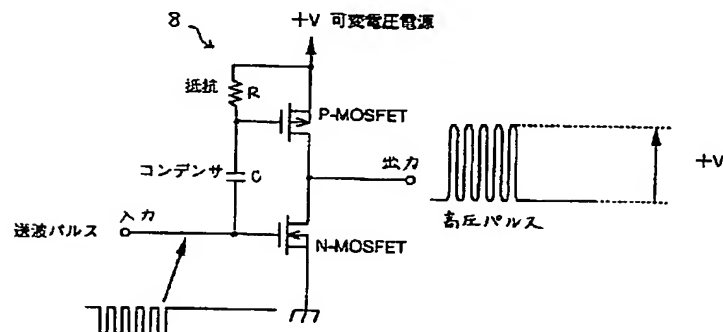
【図 4】



【図 2】



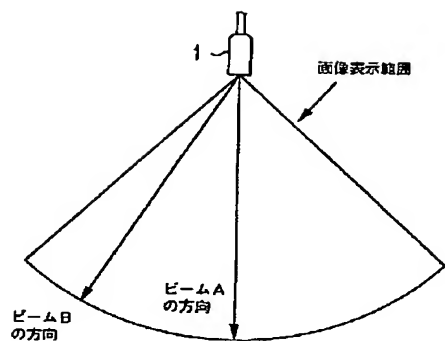
【図 8】



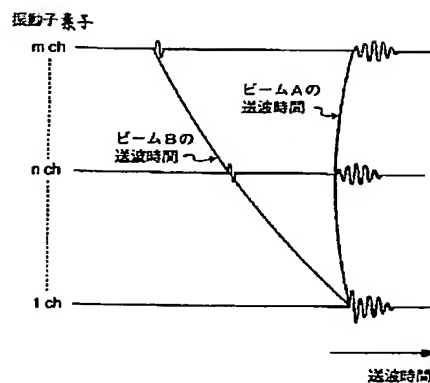
(6)

特開平 8-628

【図 5】



【図 6】



【図 7】

